



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 103 07 752 B4** 2007.10.11

(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **103 07 752.9**
(22) Anmeldetag: **14.02.2003**
(43) Offenlegungstag: **26.08.2004**
(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: **11.10.2007**

(51) Int Cl.⁸: **G01T 1/29** (2006.01)
G01N 23/04 (2006.01)
G01N 23/06 (2006.01)
A61B 6/00 (2006.01)

Innerhalb von drei Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 2 Patentkostengesetz).

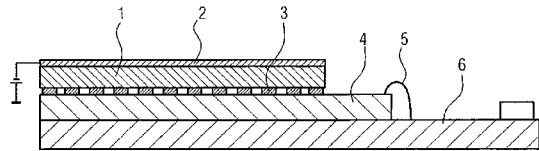
(73) Patentinhaber:
Siemens AG, 80333 München, DE

(72) Erfinder:
**Heismann, Björn, Dr., 91052 Erlangen, DE; Haar,
Thomas von der, Dr., 90482 Nürnberg, DE**

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
gezogene Druckschriften:
DE 196 00 115 C1
DE 199 35 093 A1
DE 195 02 574 A1
DE 102 12 638 A1
DE 101 06 221 A1
EP 08 19 406 A1
WO 98/05 980 A1

(54) Bezeichnung: **Röntgendetektor**

(57) Hauptanspruch: Röntgendetektor mit einer Mehrzahl von Pixeln,
wobei jedes der Pixel aus einem oder mehreren Subpixeln (9) gebildet ist,
wobei jedes der Subpixel (9) ein Detektormaterial (1) zur unmittelbaren Umwandlung einfallender Röntgenstrahlung in elektrische Signale aufweist,
wobei jedem der Subpixel (9) eine Einrichtung (4) zur Umwandlung der elektrischen Signale in korrespondierende digitale Signale zugeordnet ist,
wobei eine Einrichtung zur Verarbeitung der digitalen Signale in ein die Anzahl und/oder die Energie der auf das Pixel eingefallenen Röntgenquanten repräsentierendes digitales Gesamtsignal vorhanden ist, dadurch gekennzeichnet, dass eine Korrekturvorrichtung zur Korrektur eines infolge des Ausfalls eines oder mehrerer der Subpixel (9) verringerten Gesamtsignals vorhanden ist.



Beschreibung

- [0001]** Die Erfindung betrifft einen Röntgendetektor. Sie betrifft insbesondere einen Röntgendetektor für radiografische Untersuchungsgeräte, wie Computertomografen oder Röntgengeräte für die Mammografie oder die Angiografie.
- [0002]** Die Röntgendetektoren bekannter radiografischer Untersuchungsgeräte unterscheiden sich wegen der unterschiedlichen Messanforderungen. Die Röntgendetektoren sind insbesondere hinsichtlich ihrer räumlichen und zeitlichen Auflösung, der Detektorfläche, der Quanteneffizienz und der Ausleserate speziell angepasst. Auch bei einer modularen Ausgestaltung der bekannten Röntgendetektoren sind deren Detektormodule bei den verschiedenen radiografischen Untersuchungsgeräten nicht austauschbar. Die Entwicklung, Herstellung und Bereitstellung speziell an die jeweiligen Messanforderungen angepasster Detektormodule erfordern einen hohen Aufwand.
- [0003]** Die EP 0 819 406 A1 beschreibt einen Computertomografen. Der Detektor besteht dabei aus mehreren parallelen Detektorzeilen, die jeweils aus nebeneinander angeordneten Detektorelementen gebildet sind. Die Detektorzeilen können jeweils aus mehreren Detektormodulen bestehen. Die vorgeschlagenen Detektormodule sind speziell an die Erfordernisse eines Detektors für einen Computertomografen angepasst. Sie sind nicht universell zur Herstellung anderer radiografischer Untersuchungsgeräte geeignet.
- [0004]** Aus der DE 199 35 093 A1 ist ein Computertomograf mit einem mehrzeiligen Detektor bekannt. Jede Zeile besteht aus einer Vielzahl nebeneinander angeordneter Detektorelemente. Jedes der Detektorelemente besteht aus einer Szintillatorkeramik und einer nachgeordneten Fotodiode. Zur Verringerung des Aufwands einer dem Detektor nachgeordneten Elektronik können die Detektorelemente gruppenweise mit der Elektronik verbunden und getrennt werden.
- [0005]** Die DE 195 02 574 C2 offenbart einen Computertomografen, mit einem Flächendetektor, der N Zeilen aufweist. Jede der Zeilen besteht aus M nebeneinander angeordneten Detektorelementen. Um die Komplexität des Flächendetektors bezüglich Auslesung, Datenrate und Rekonstruktion auf ein realisierbares Maß zu reduzieren, werden die Detektorelemente mehrerer Zeilen zusammengeschaltet. Die zusammengeschalteten Detektorelemente bilden eine Detektorspalte. Die Zusammenschaltung bewirkt eine Addition der analogen Ausgangssignale der Detektorelemente. Die addierten Ausgangssignale werden in einer nachgeschalteten Elektronik digitalisiert und zu Bildinformationen weiterverarbeitet.
- [0006]** Aus der DE 196 00 115 C1 ist ein Computertomograf mit einem Flächendetektor bekannt. Der Flächendetektor besteht aus einer Vielzahl von Teildetektoren, die wiederum aus einer Matrix von Detektorelementen gebildet sind. Um im Hinblick auf die Leistungsfähigkeit einer nachgeordneten Elektronik die Auslesung des Flächendetektors zu optimieren, wird vorgeschlagen, die Detektorelemente jedes Teildetektors sequenziell auszulesen.
- [0007]** Die DE 101 06 221 A1 beschreibt einen Röntgendetektor, bei dem matrixartig angeordnete Detektorelemente aus einem Halbleitermaterial gebildet sein können. Absorbierte Röntgenquanten werden infolge ihrer Absorption unmittelbar in ein elektrisches Ladungssignal umgewandelt, dessen Größe etwa proportional zur absorbierten Energie ist. Zur Optimierung der Messung in einem großen Dynamikbereich wird vorgeschlagen, in einer den Detektorelementen nachgeschalteten Auswerteeinheit parallel ein Zählverfahren und ein Integrationsverfahren für die erzeugten Ladungssignale durchzuführen. Die Ergebnisse beider Verfahren werden in einer Datenverarbeitungseinheit gemeinsam verwendet und zur Bestimmung eines Gesamtergebnisses für die absorbierte Menge an Röntgenstrahlung genutzt. Der vorgeschlagene Detektor lässt sich zwar modular aufbauen, die Module sind gleichwohl nicht universell zur Herstellung von unterschiedlichen röntgenografischen Untersuchungsgeräten geeignet.
- [0008]** Die nachveröffentlichte DE 102 12 638 A1 beschreibt einen Computertomografen, bei dem eine Detektoreinheit aus einer Vielzahl von Detektoren gebildet ist. Die Detektoren sind so ausgebildet, dass damit einfallende Röntgenquanten sowohl hinsichtlich ihrer Intensität als auch hinsichtlich ihrer Energie erfasst werden können.
- [0009]** Die WO 98/05980 offenbart ein Detektorarray, das aus einer Vielzahl von Zeilen gebildet ist. Jede der Zeilen besteht wiederum aus einer Vielzahl nebeneinander angeordneter Detektorelemente. Die Detektorelemente können zur Anpassung an unterschiedliche Messanforderungen in Gruppen zusammengeschaltet werden.
- [0010]** Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, die Nachteile nach dem Stand der Technik zu beseitigen. Es soll insbesondere ein universeller Röntgendetektor bereitgestellt werden, der sich als Komponente zur Herstellung unterschiedlicher radiografischer Untersuchungsgeräte eignet.
- [0011]** Diese Aufgabe wird durch die Merkmale des Anspruchs 1 gelöst. Zweckmäßige Ausgestaltungen der Erfindung ergeben sich aus den Merkmalen der Ansprüche 2. bis 8.
- [0012]** Nach Maßgabe der Erfindung ist ein Rönt-

gendetektor vorgesehen, mit einer Mehrzahl von Pixeln, wobei jedes der Pixel aus einem oder mehreren Subpixel/n gebildet ist, wobei jedes der Subpixel ein Detektormaterial zur unmittelbaren Umwandlung einfallender Röntgenstrahlung in elektrische Signale aufweist, wobei jedem der Subpixel eine Einrichtung zur Umwandlung der elektrischen Signale in korrespondierende digitale Signale zugeordnet ist, wobei eine Einrichtung zur Verarbeitung der digitalen Signale in ein die Anzahl und/oder die Energie der auf das Pixel eingefallenen Röntgenquanten repräsentierendes digitales Gesamtsignal vorgesehen ist, und wobei ferner eine Korrekturereinrichtung zur Korrektur eines infolge des Ausfalls eines oder mehrerer der Subpixel verringerten Gesamtsignals vorhanden ist.

[0013] Der vorgeschlagene Röntgendetektor ist universell. Durch das Vorsehen einer Einrichtung zur Verarbeitung der digitalen Signale kann die Größe der Pixel und ggf. das durch Addition der digitalen Signale der Subpixel erzeugte Gesamtsignal an die jeweiligen Messanforderungen angepasst werden. Der vorgeschlagene Röntgendetektor kann gleichermaßen für die Röntgen-Computertomografie und die Radiografie verwendet werden.

[0014] Unter einem "Pixel" wird im Kontext der vorliegenden Erfindung ein Subpixel oder eine Gruppe von Subpixeln verstanden. Jedes Subpixel bildet ein Röntgen-Detektorelement. Von mehreren Röntgen-Detektorelementen gelieferte digitale Signale können mittels der Einrichtung zur Verarbeitung entsprechend einem vorgegebenen Programm zu einem digitalen Gesamtsignal addiert werden. Wenn ein Pixel durch eine Gruppe von Subpixel gebildet ist, können Fehler durch defekte Subpixel erkannt und korrigiert werden. Die Funktion des Pixels bleibt trotz eines Defekts eines oder mehrerer Subpixel erhalten. Der vorgeschlagene Röntgendetektor ist besonders zuverlässig und langlebig.

[0015] Das digitale Gesamtsignal ist das Signal des Pixels und dient als solches zur Erzeugung eines Bildpunkts auf einem Bildschirm einer EDV-Anlage oder eines davon erzeugten Ausdrucks.

[0016] Unter einem "elektrischen Signal" wird insbesondere ein elektrisches Ladungssignal verstanden. Ein solches elektrisches Ladungssignal wird bei Absorption von Röntgenquanten mittels direkt konvertierender Materialien, z. B. Halbleitern, wie GaAs, Cd-Te, CdZnTe oder Fotoleitern, wie Se, PbI₂ oder PbO, bewirkt.

[0017] Die Einrichtung zur Verarbeitung weist zweckmäßigerweise ein Mittel zur Einstellung der Anzahl der ein Pixel bildenden Subpixel und/oder zur

Auswahl der Anzahl der pro Pixel zur Auswertung verwendeten Subpixel auf. Mit dem Mittel zur Einstellung wird die Größe und/oder die Anordnung der ein Pixel bildenden Subpixel festgelegt. Bei dem Mittel zur Einstellung kann es sich um ein fest vorgegebenes Programm handeln. Dabei wird die Anzahl und/oder die Anordnung der ein Pixel bildenden Subpixel, insbesondere in Abhängigkeit der benötigten Datenübertragungsrate R, eingestellt. Es gilt:

$$R = b \cdot f \cdot A / (c \cdot d^2),$$

wobei

- b die Bittiefe,
- f die Aufnahmefrequenz in Bilder/Sekunde,
- A die röntgenografische Untersuchungsfläche,
- c die Anzahl der zusammengeschalteten Subpixel und
- d das Seitenmaß der Subpixel ist.

[0018] Der Wert c legt die Anzahl der zusammenzuschaltenden Subpixel mit dem Seitenmaß d zu einem Pixel fest. Der vorgeschlagene Röntgendetektor eignet sich sowohl für die Computertomografie als auch für die Radiografie. Für einen Röntgendetektor für die Computertomografie mit einer Bittiefe von $b = 16$, einer Aufnahmefrequenz von $f = 5000$ Bilder/Sekunde, einer röntgenografischen Untersuchungsfläche A von 500 cm^2 und einer Pixelgröße ($c \cdot d^2$) von 1 mm^2 ergibt sich eine Datenübertragungsrate R von 4 Gb/Sekunde . Für einen Detektor für die Radiografie mit einer Bittiefe von $B = 14$, einer Aufnahmefrequenz von $f = 30$ Bilder/Sekunde, einer röntgenografischen Untersuchungsfläche von $A = 40 \text{ cm}^2$ und einer Pixelgröße von $(c \cdot d^2) = 100 \text{ } \mu\text{m}^2$ ergibt sich eine Datenübertragungsrate R von $6,72 \text{ Gb/Sekunde}$. Das zeigt, dass mit dem erfindungsgemäßen Röntgendetektor ein weiterer Bereich von Messanforderungen abgedeckt werden kann.

[0019] Des Weiteren ist eine Korrekturereinrichtung zur Korrektur eines infolge des Ausfalls einer oder mehrerer der Subpixel verringerten Gesamtsignals vorgesehen. Dabei kann es sich um einen entsprechend programmierten integrierten Schaltkreis handeln, der das von einem Pixel gelieferte Gesamtsignal mit einem vorgegebenen Gesamtsignal vergleicht. Sofern eine Änderung festgestellt wird, kann in Abhängigkeit des vorgegebenen Programms eine Änderung der Belegung der Subpixel innerhalb des Pixels veranlasst werden. Es ist aber auch möglich, dass das verringerte Gesamtsignal entsprechend der gemessenen Differenz korrigiert bzw. normiert wird.

[0020] Die Korrekturereinrichtung weist zweckmäßigerweise einen Vergleicher zum Vergleich eines bei Bestrahlung mit einer bekannten Röntgenintensität erzeugten Gesamtsignals mit einem vorgegebenen Gesamtsignal oder einem Maximalwert des Gesamt-

signals weiterer Pixel auf. Zur Korrektur kann die Korrekturereinrichtung auch ein Mittel zur Änderung der Auswahl der zur Messung des Gesamtsignals verwendeten Subpixel aufweisen.

[0021] Nach einer weiteren Ausgestaltung ist das Detektormaterial ein Cadmium-Tellurid, Cadmium-Zink-Tellurid oder Quecksilber-Jodid. Es sind auch Mischungen dieser Stoffe untereinander oder mit anderen Stoffen möglich. Das Detektormaterial liegt zweckmäßigerweise in einer Dicke vor, welche für die vorgesehenen Messzwecke die notwendige Dosisquanteneffizienz (DQE) garantiert. Im Falle eines Röntgendetektors für die Computertomografie wird die erforderliche DQE von $> 90\%$ bei einer Dicke von 1,4 mm Cadmium-Tellurid erreicht. Die Dicke des Detektormaterials ist zweckmäßigerweise so auszuwählen, dass die Detektorelemente gleichermaßen für verschiedene Messzwecke einsetzbar sind.

[0022] Nach einem weiteren Ausgestaltungsmerkmal sind eine vorgegebene Anzahl von Pixeln und die deren Subpixeln zugeordneten Einrichtungen zur Umwandlung als austauschbares Detektormodul ausgeführt. Ein solches Detektormodul eignet sich gleichermaßen zur Herstellung eines Detektors, beispielsweise für die Röntgen-Computertomografie wie auch für röntgenografische Geräte. Vorteilhaft ist in diesem Zusammenhang, dass die Einrichtung zur Verarbeitung und/oder die Korrekturereinrichtung Bestandteil des Detektormoduls ist.

[0023] Die Erfindung wird nachfolgend anhand der Zeichnung näher erläutert. Es zeigen:

[0024] Fig. 1 den schematischen Aufbau eines ersten Detektorelements,

[0025] Fig. 2 den schematischen Aufbau eines zweiten Detektorelements,

[0026] Fig. 3 den schematischen Aufbau eines Detektormoduls in einer ersten Beschaltung,

[0027] Fig. 4 den schematischen Aufbau eines Detektormoduls nach Fig. 3 in einer zweiten Beschaltung,

[0028] Fig. 5 ein Röntgenflächendetektor mit ersten Modulen und

[0029] Fig. 6 ein Röntgenflächendetektor mit zweiten Modulen.

[0030] Fig. 1 zeigt schematisch ein erstes Detektorelement. Auf einer aus einem Material zur direkten Umwandlung der Energie absorbiertes Röntgenquanten in ein elektrisches Ladungssignal gebildeten Direktwandlerschicht **1** (z.B. Cd(Zn)Te) ist eine erste Elektrode **2** aufgebracht, die einer (hier nicht gezeig-

ten) Strahlenquelle zugewandt ist. Auf der der Strahlenquelle abgewandten Seite der Direktwandlerschicht **1** befindet sich eine strukturierte zweite Elektrode **3**, die mit einer CMOS-Zählelektronik **4** kontaktiert ist. Die CMOS-Zählelektronik **4** ist über Bonding-Kontakte **5** mit (hier nicht gezeigten) Leiterbahnen auf einem Trägersubstrat **6** elektrisch verbunden.

[0031] Das in Fig. 2 gezeigte zweite Detektorelement ist ähnlich zu dem in Fig. 1 gezeigten ersten Detektorelement aufgebaut. Hier ist die CMOS-Zählelektronik **4** über Ballgrid-Kontakte **7** mit dem Trägersubstrat **6** verbunden ("durchkontaktiert").

[0032] Die Fig. 3 und Fig. 4 zeigen Draufsichten auf ein Röntgendetektormodul **8**, wobei mehrere Beschaltungsvarianten I, II, III angegeben sind. Das Röntgendetektormodul **8** mit einer Detektor- oder Sensorfläche A besteht jeweils aus 16 Detektorelementen. Jedes der Detektorelemente bildet ein quadratisches Subpixel **9** mit einer Kantenlänge d. Im einfachsten Fall ist jedes Pixel lediglich aus einem Subpixel **9** gebildet (Binning $c = 1$, 16 Pixel zu übertragen à Bitbreite $b = 4$). Ein Digitalausgang ist mit den Bezugszeichen **11** bezeichnet. Das von jedem Detektorelement gelieferte digitale Signal wird in diesem Fall als Gesamtsignal des Pixels interpretiert und weiterverarbeitet.

[0033] Bei der Einrichtung zur Verarbeitung der digitalen Signale kann es sich um eine der CMOS-Zählelektronik nachgeordnete besondere Einrichtung handeln. Die Einrichtung kann aber auch mit der CMOS-Zählelektronik **4** in einem einzigen Bauteil zusammengefasst sein. Besonders vorteilhaft ist es, wenn die Einrichtung zur Verarbeitung der digitalen Signale programmierbar ist. In diesem Fall ist es möglich, erfindungsgemäße Röntgendetektoren in ein und derselben Hardwarekonfiguration herzustellen. Je nach Messanforderung kann der Röntgendetektor dann mittels der Einrichtung zur Verarbeitung der digitalen Signale entsprechend konfiguriert werden. Die Einrichtung zur Verarbeitung kann z. B. zur Erzielung einer hohen Auflösung so programmiert werden, dass jedes Subpixel ein Pixel bildet.

[0034] Bei der ebenfalls in Fig. 3 gezeigten alternativen Beschaltungsvariante II wird ein Pixel aus vier zusammengeschalteten Subpixeln **9** gebildet (Binning $c = 4$). Das Röntgendetektormodul **8** weist in diesem Fall also vier Pixel auf. Jedes der Pixel überträgt eine Bitbreite $b = 6$. Die von den Detektorelementen gelieferten digitalen Signale werden mittels der Einrichtung zur Verarbeitung der digitalen Signale in einem Zähler der Bitbreite $b = 6$ addiert und als Gesamtsignal des Pixels weiterverarbeitet. Ist ein Subpixel **9** defekt, so kann dies als Gainabweichung korrigiert werden. Das "binning" ist in den Figuren je-

weils mit einer gestrichelten Linie angedeutet.

[0035] Bei der in [Fig. 4](#) gezeigten Beschaltungsvariante III bildet das Röntgendetektormodul **8** insgesamt lediglich ein Pixel (Binning $c = 16$). Hier sind alle sechzehn Subpixel **9** zusammengeschaltet. Es muss nur ein Pixel übertragen werden. In diesem Fall beträgt die übertragene Bitbreite $b = 8$.

[0036] Für die konkrete Ausbildung eines Röntgendetektormoduls **8**, welches beispielsweise für die Röntgen-Computertomografie und andere Anwendungen geeignet ist, sind zweckmäßigerweise Subpixel mit einer Kantenlänge im Bereich von 50 bis 200 μm , vorzugsweise 100 μm , vorzusehen. Um bei einer Kantenlänge von 100 μm einen Pixel mit einer Pixelgröße von 1 mm^2 zu realisieren, werden 100 Subpixel zusammengeschaltet. Die Gesamtgröße des Röntgendetektormoduls liegt beispielsweise im Bereich einer Kantenlänge von einigen Zentimetern, z. B. $5 \times 2 \text{ cm}^2$. Ein solches Modul umfasst 100 000 Subpixel, entsprechend 1 000 Pixel mit einer Kantenlänge von 1 mm. Der Ausfall eines einzigen Subpixels **9** würde in diesem Fall einen Gainfehler in der Größenordnung von 1 % verursachen, der ohne einen Verlust der Bildqualität kompensierbar ist.

[0037] Besonders vorteilhaft und universell ist das vorgeschlagene Röntgendetektormodul **8** dann, wenn die CMOS-Zählelektronik programmierbar ist. In diesem Fall kann mittels Programmierung eine Einstellung über Größe und Anzahl der zusammenzuschaltenden Subpixel **9** vorgenommen werden. Das Röntgendetektormodul **8** kann so einfach an den jeweiligen Messzweck angepasst werden.

[0038] Die [Fig. 5](#) und [Fig. 6](#) zeigen schematisch die Anordnung mehrerer Module bzw. Röntgendetektormodule **8** zum Aufbau eines Röntgenflächendetektors. Bei dem in [Fig. 5](#) gezeigten Ausführungsbeispiel sind die Anschlüsse der Röntgendetektormodule **8** seitlich, insbesondere an der Längsseite des Röntgenflächendetektors, herausgeführt und zu Leitungen **12** (Power-in und Data-I/O-Leitungen) zusammengefasst. Sie führen in einen Digital-Controller **10**, dessen Datenausgang mit **13** bezeichnet ist.

[0039] Bei dem in [Fig. 6](#) gezeigten weiter Ausführungsbeispiel sind die Röntgendetektormodule **8** an ihre Rückseite kontaktiert und mittels der Leitungen **12** (Power-in und Data-I/O-Leitungen) mit dem Digital-Controller **10** verbunden.

Patentansprüche

1. Röntgendetektor mit einer Mehrzahl von Pixeln,
wobei jedes der Pixel aus einem oder mehreren Subpixeln (**9**) gebildet ist,
wobei jedes der Subpixel (**9**) ein Detektormaterial (**1**)

zur unmittelbaren Umwandlung einfallender Röntgenstrahlung in elektrische Signale aufweist,
wobei jedem der Subpixel (**9**) eine Einrichtung (**4**) zur Umwandlung der elektrischen Signale in korrespondierende digitale Signale zugeordnet ist,
wobei eine Einrichtung zur Verarbeitung der digitalen Signale in ein die Anzahl und/oder die Energie der auf das Pixel eingefallenen Röntgenquanten repräsentierendes digitales Gesamtsignal vorhanden ist, **dadurch gekennzeichnet**, dass eine Korrekturereinrichtung zur Korrektur eines infolge des Ausfalls eines oder mehrerer der Subpixel (**9**) verringerten Gesamtsignals vorhanden ist.

2. Röntgendetektor nach Anspruch 1, wobei die Einrichtung zur Verarbeitung ein Mittel zur Einstellung der Anzahl der ein Pixel bildenden Subpixel (**9**) und/oder zur Auswahl der Anzahl der pro Pixel zur Auswertung zu verwendenden Subpixel (**9**) aufweist.

3. Röntgendetektor nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Korrekturereinrichtung einen Vergleich zum Vergleich eines bei Bestrahlung mit einer bekannten Röntgenintensität erzeugten Gesamtsignals mit einem vorgegebenen Gesamtsignal oder einem Maximalwert des Gesamtsignals weiterer Pixel aufweist.

4. Röntgendetektor nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Korrekturereinrichtung ein Mittel zur Änderung der Auswahl der zur Messung des Gesamtsignals verwendeten Subpixel (**9**) aufweist.

5. Röntgendetektor nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei das Detektormaterial ein Cadmium-Tellurid, Cadmium-Zink-Tellurid oder Quecksilber-Jodid ist.

6. Röntgendetektor nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei eine vorgegebene Anzahl von Pixeln und die deren Subpixeln (**9**) zugeordneten Einrichtungen (**4**) zum Umwandeln als austauschbares Detektormodul (**8**) ausgeführt sind.

7. Röntgendetektor nach Anspruch 6, wobei die Einrichtung zur Verarbeitung Bestandteil des Detektormoduls (**8**) ist.

8. Röntgendetektor nach Anspruch 6 oder 7, wobei die Korrekturereinrichtung Bestandteil des Detektormoduls (**8**) ist.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

FIG 1

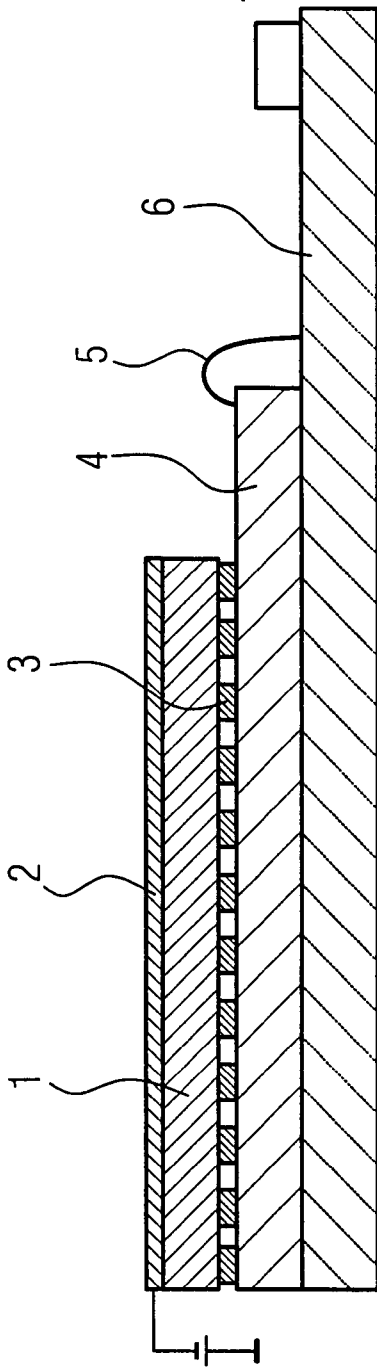


FIG 2

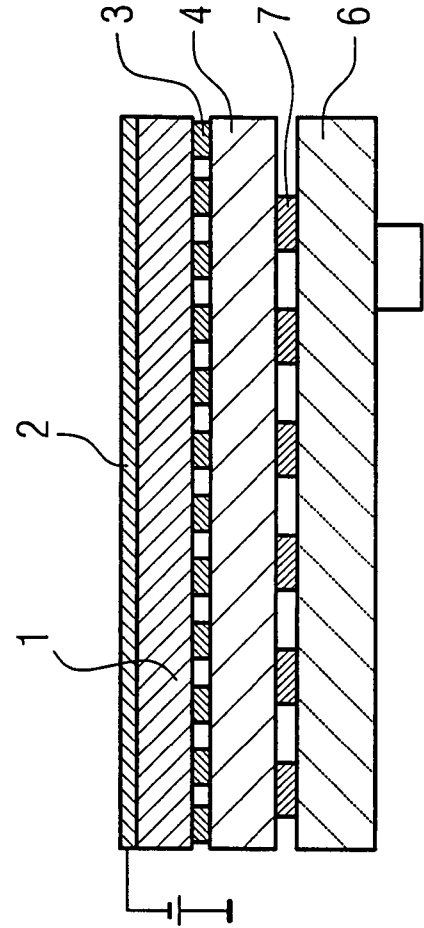


FIG 3

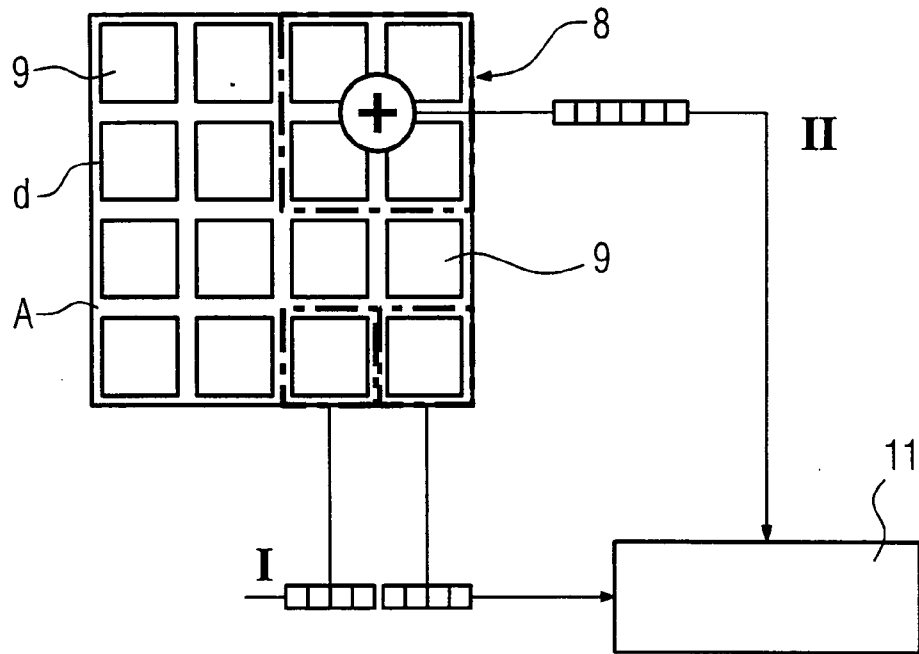


FIG 4

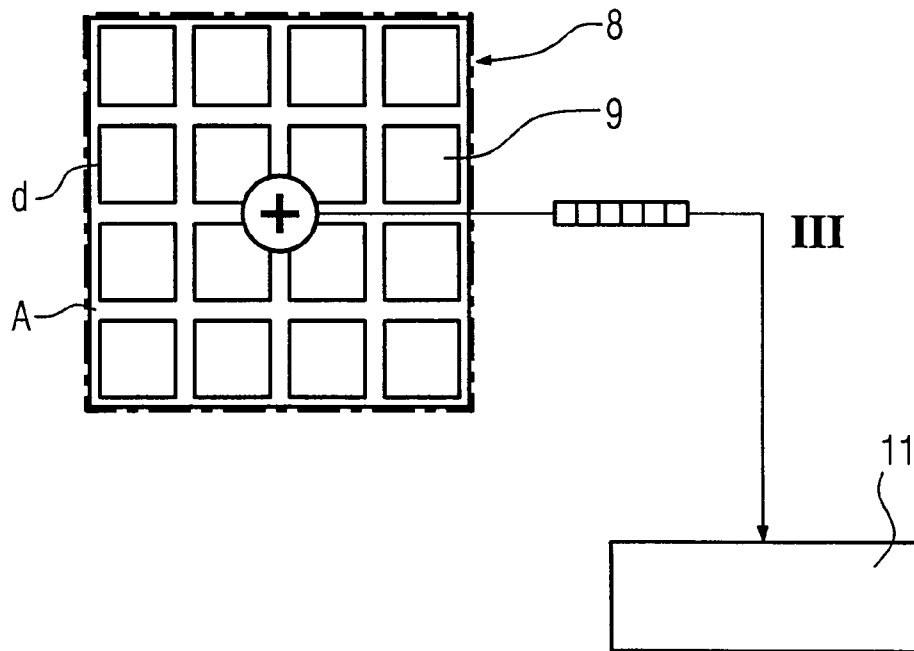


FIG 5

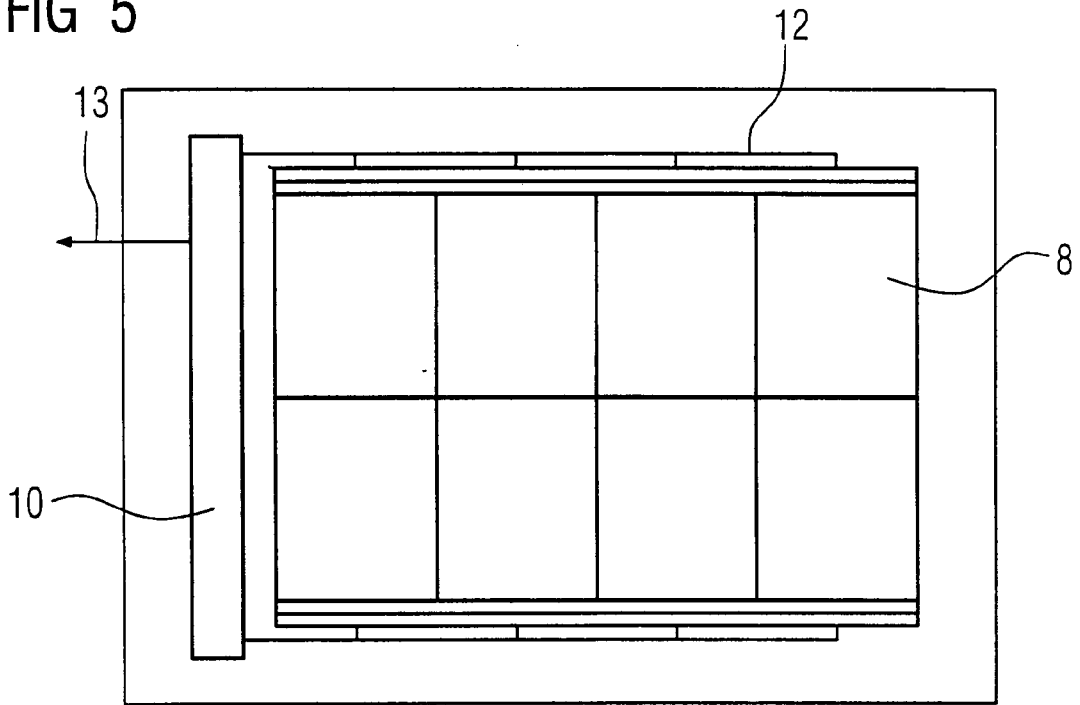


FIG 6

